

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

THIS PAGE BLANK (OSPIE.)

10/019370 PCT/DE 00/01485

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



REC'D 26 JUN 2000

WIPO PCT

E U A / Priority
Rec.
E. usillis
3-3-03
DE 00 71985

Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

Aktenzeichen: 199 23 587.2

Anmeldetag: 22. Mai 1999

Anmelder/Inhaber: Forschungszentrum Jülich GmbH,
Jülich/DE

Bezeichnung: Computer zur Auswertung von Daten aus
Messungen von kernmagnetischer Reso-
nanz, mit dem Computer ausgestatteter
Kernresonanztomograph sowie Verfahren
zum Auswerten von Daten aus Messungen
von kernmagnetischer Resonanz

IPC: G 01 R 33/54

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Anmeldung.

München, den 08. Juni 2000
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Wehner

Wehner

Beschreibung

Computer zur Auswertung von Daten aus Messungen von kernmagnetischer Resonanz mit dem Computer ausgestatteter

- 5 Kernresonanztomograph sowie Verfahren zum Auswerten von Daten aus Messungen von kernmagnetischer Resonanz

Die Erfindung betrifft einen Computer zur Auswertung von Daten aus Messungen von kernmagnetischer Resonanz, wobei die 10 Daten wenigstens ein Relaxationssignal einer Probe enthalten.

Die Erfindung betrifft ferner einen Kernresonanztomographen und ein Verfahren zum Auswerten von Daten aus Messungen von kernmagnetischer Resonanz, wobei wenigstens ein 15 Relaxationssignal einer Probe ermittelt wird.

Die kernmagnetische Kernresonanz (Nuclear Magnetic Resonance - NMR) wird dazu eingesetzt, ein Kontrastbild eines Objekts oder eine spektroskopische Information über eine Substanz zu erhalten. Magnetresonanz-Bildgebung (Magnetic Resonance

- 20 Imaging - MRI) und Magnetresonanzspektroskopie (Magnetic Resonance Spectroscopy - MRS) machen es möglich, eine regionale Hämodynamik mit Veränderungen in Blutvolumina und Blutzuständen sowie Änderungen des Stoffwechsels in vivo in 25 Abhängigkeit von einer Gehirnaktivität zu untersuchen, siehe: S. Posse et. al.: Functional Magnetic Resonance Studies of Brain Activation; Seminars in Clinical Neuropsychiatry, Vol. 1, No. 1, 1996; p. 76-88.

- 30 Insbesondere in der medizinischen Forschung besteht ein Bedürfnis, Informationen über die Gehirnaktivität mittels Messungen von Blutfluß oder Deoxyhämoglobinkonzentrationsänderungen zu erlangen. Die

neuronale Aktivierung äußert sich in einer Zunahme des Blutflusses in aktivierten Gehirnarealen, wobei es zu einer Abnahme der Deoxyhämoglobinkonzentration kommt.

Deoxyhämoglobin (DOH) ist ein paramagnetischer Stoff, welcher

5 die Magnetfeldhomogenität verringert und damit die Signalrelaxation beschleunigt. Sinkt die DOH-Konzentration aufgrund einer einen Blutfluß auslösenden Gehirnaktivität, so wird die Signalrelaxation in den aktiven Arealen des Gehirns moduliert. Angeregt werden in erster Linie die Protonen des
10 Wasserstoffes im Wasser. Eine Lokalisation von Gehirnaktivität wird ermöglicht, indem eine Untersuchung mit funktionalen NMR-Methoden angewendet wird, welche das NMR-Signal mit einer Zeitverzögerung (Echo-Zeit) messen. Dies wird auch als Suszeptibilitätsempfindliche Messung

15 bezeichnet. Der biologische Wirkmechanismus ist in der Literatur unter dem Namen BOLD-Effekt (Blood Oxygenation Level Dependence - Effekt) bekannt und führt bei suszeptibilitätsempfindlichen magnetischen Resonanzmessungen bei einer Feldstärke eines statischen Magnetfeldes von zum
20 Beispiel 1,5 Tesla bis zu ca. 10%igen Schwankungen der Bildhelligkeit in aktivierten Hirnregionen. Anstelle des endogenen Kontrastmittels DOH können auch andere
25 Kontrastmittel treten, die eine Änderung in der Suszeptibilität hervorrufen. Durch NMR-Bildgebungsmethoden werden Schichten oder Volumina selektiert, die unter dem geeigneten Einstrahlen von Hochfrequenzimpulsen und dem Anlegen von magnetischen Gradientenfeldern ein Meßsignal liefern, welches digitalisiert und in einem zwei- oder dreidimensionalen Feld im Meßcomputer gespeichert wird.

30

Aus den aufgenommenen Rohdaten wird durch eine zwei- oder mehrdimensionale Fourier-Transformation die gewünschte Bildinformation gewonnen (rekonstruiert).

Ein rekonstruiertes Schichtbild besteht aus Pixeln (= Picture element = Bildelement), ein Volumendatensatz aus Voxeln (= Volume element = Volumenelement). Ein Pixel ist ein

- 5 zweidimensionales Bildelement, beispielsweise ein Quadrat.
Das Bild ist aus den Pixeln zusammengesetzt. Ein Voxel ist
ein dreidimensionales Volumenelement, beispielsweise ein
Quader, der - meßtechnisch bedingt - keine scharfen Grenzen
aufweist. Die Abmessungen eines Pixels liegen in der
10 Größenordnung von 1mm^2 , die eines Voxels von 1mm^3 . Die
Geometrien und Ausdehnungen können variabel sein.

Da aus experimentellen Gründen bei Schichtbildern niemals von
einer streng zweidimensionalen Ebene ausgegangen werden kann,
15 wird häufig auch hier der Begriff Voxel verwendet, welcher
berücksichtigt, daß die Bildebenen eine Ausdehnung in die
dritte Dimension haben.

- Durch Vergleich des gemessenen Signalverlaufs in jedem Pixel
20 mit dem zeitlichen Verlauf einer Modellfunktion, kann eine
Stimulus-spezifische neuronale Aktivierung detektiert und
räumlich lokalisiert werden. Ein Stimulus kann zum Beispiel
ein somatosensorischer, akustischer, visueller oder
olfaktorischer Reiz sowie eine mentale oder motorische
25 Aufgabe sein. Die Modellfunktion, beziehungsweise die Modell-
Zeitreihe, beschreibt die erwartete Signaländerung des
magnetischen Resonanzsignals infolge neuronaler Aktivierung.
Diese können zum Beispiel mittels empirischer Regeln aus
einem Paradigma des jeweiligen Experiments abgeleitet werden.
30 Wesentlich ist es, eine zeitliche Verzögerung der
Modellfunktion gegenüber dem Paradigma zu berücksichtigen
(träge Reaktion des Blutflusses auf neuronale Aktivierung).

Es ist bereits bekannt, wie Gehirnaktivierung durch Aktivierungsbilder dargestellt werden kann, die aus kernspintomographischen Daten gewonnen wurden. Die Berechnung und Wiedergabe der Aktivierungsbilder ist sogar in Echtzeit möglich, das heißt, ein Datensatz kann in ein Bild umgesetzt werden, bevor der nächste Datensatz gemessen wird. Der zeitliche Abstand beträgt dabei etwa 1 bis 3 Sekunden.

Eine derartige Berechnung und Wiedergabe der Aktivierungsbilder in Echtzeit ist in der US-Patentschrift 5 657 758 beschrieben. Dieses Verfahren zeichnet sich dadurch aus, daß es eine hohe zeitliche und räumliche Auflösung ermöglicht.

Ein weiteres bekanntes Verfahren ist in den Artikeln . Jezzard, P. et al., Proc. SMRM 1993, p. 1392; Biswal, B. et al., MRM 34 (1995) p. 537 und Purdon, P. et al., Proc. ISMRM 1998, p. 253, dargestellt. Bei diesem Verfahren werden ein Meßsignal und ein Paradigma der Messung eingesetzt. Beide Signale werden einer Fourier-Transformation unterzogen.

Die bekannten Verfahren werten eine Ähnlichkeit zwischen dem Signal des Paradigmas und der Meßdaten aus.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein gattungsgemäßes Verfahren so durchzuführen, daß ein möglichst hohes Kontrast-Rauschverhältnis erzielt wird.

Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe dadurch gelöst, daß ein gattungsgemäßer Computer so ausgestaltet wird, daß der Computer mit wenigstens einem Auswertemittel arbeitet, wobei das Auswertemittel die Daten in wenigstens zwei Anteile separiert, die von einer Echozeit T_E auf unterschiedliche

Weise abhängen.

Die Erfindung sieht insbesondere vor, einen Computer zu schaffen, mit dem eine schnelle spektroskopische

- 5 Bildgebungs methode realisiert wird, die Änderungen der NMR-

Signalrelaxation mit einer Zeitkonstante $T_2^* = \frac{1}{R_2^*}$ an mehreren Zeitpunkten nach einer Anregung ermittelt.

Bei der spektroskopischen Bildgebungs methode handelt es sich vorzugsweise um eine Echo-Planar-Bildgebungs methode, insbesondere um eine wiederholte zweidimensionale Echo-Bildgebungs methode, welche aus einer wiederholten Anwendung einer zweidimensionalen Echo-Planar-Bildkodierung besteht.

Eine räumliche Kodierung erfolgt in einem möglichst kurzen Zeitraum, welchen während eines Signalabfalls mehrfach wiederholt wird und vorzugsweise 20 bis 100 ms beträgt. Durch die mehrfache Wiederholung der Echo-Planar-Kodierung während eines Signalabfalls wird ein Verlauf des Signalabfalls in der Abfolge von rekonstruierten Einzelbildern dargestellt.

20

Eine zweckmäßige konventionelle Echo-Planar-Methode wird als EPI (Echo-Planar-Imaging) bezeichnet. Eine vorteilhafte Implementierung der erfundungsgemäßen Methode erfolgt mit TURBO-PEPSI, wobei PEPSI für Proton-Echo-Planar-

- 25 Spectroscopic-Imaging steht.

Die Anzahl der Bilder, welche während des Signalabfalls kodiert werden, ist abhängig von der Relaxationszeit und der Kodierungszeit Δt für ein Einzelbild.

30

Vorzugsweise wird der Computer zur Auswertung von Daten aus der kernmagnetischen Resonanztomographie eingesetzt, wobei

die Daten wenigstens ein Relaxationssignal einer Probe enthalten und wobei die Daten in Anteile separiert werden, die von einer Echozeit T_E abhängen und in wenigstens einen anderen Bestandteil, der nicht von der Echozeit T_E abhängt 5 und daß die Signale, die von der Echozeit T_E abhängen, als Aktivierungssignale erfaßt werden.

Eine Ermittlung eines Rauschsignals ist dadurch möglich, daß 10 der Computer mit wenigstens einem Auswertemittel arbeitet, das die Daten in wenigstens einen Anteil separiert, der von einer Echozeit T_E abhängt und in wenigstens einen anderen Bestandteil, der nicht von der Echozeit T_E abhängt und wobei das Auswertemittel die Signale, die von der Echozeit T_E abhängen als Aktivierungssignale erfaßt.

15 Eine Separation verschiedener Bestandteile einer zu untersuchenden Funktion kann durch eine Ermittlung von Signalen, die eine unterschiedliche Abhängigkeit von der Echozeit T_E haben, festgestellt werden. So ist es 20 beispielsweise möglich, eine Amplitude S_0 von einer Zeitkonstanten T_2^* und /oder von einem Rauschsignal g zu separieren.

Außerdem betrifft die Erfindung einen 25 Kernresonanztomographen, der wenigstens einen erfindungsgemäßen Computer enthält.

Die Erfindung sieht ferner vor, ein Verfahren zur Auswertung von Daten aus der kernmagnetischen Resonanztomographie, wobei 30 wenigstens ein Relaxationssignal einer Probe ermittelt wird, so durchzuführen, daß die Daten in wenigstens zwei Anteile mit einer voneinander verschiedenen Abhängigkeit von einer Echozeit T_E separiert werden.

- Vorzugsweise wird das Verfahren so durchgeführt, daß Intensitätswerte der gemessenen Daten für gleiche Echozeiten in wenigstens zwei verschiedenen Aufnahmen des
- 5 Relaxationssignals verfaßt werden und daß anschließend eine Abhängigkeit der Intensitätswerte von der Echozeit T_E erfaßt wird und daß das Relaxationssignal in Anteile separiert wird, die voneinander verschiedene Abhängigkeiten von der Echozeit T_E haben.

10

- Es ist bevorzugt, das Verfahren so durchzuführen, daß das Relaxationssignal aufgeteilt wird in einen Anteil, der von einer Echozeit T_E abhängt und in wenigstens einen Anteil, der nicht von der Echozeit T_E abhängt und daß der Anteil, der von der Echozeit T_E abhängt als ein Aktivierungssignal erfaßt wird.

- Hierbei ist es besonders vorteilhaft, daß wenigstens ein Signal ermittelt wird, das proportional zu $T_E \exp(-T_E/T_2^*)$
- 20 ist, wobei der Wert von T_2^* insbesondere durch eine vorzugsweise separate Fitprozedur an denselben Daten ermittelt wird.

- Dabei ist es besonders zweckmäßig, daß T_2^* mittels der Formel
- 25 $S = S_0 \exp(-T_E/T_2^*)$ geberechnet wird.

- Ferner ist es vorteilhaft, das Verfahren so durchzuführen, daß statistische Schwankungen von ΔT_2^* ermittelt werden.
- 30 Hierbei ist es besonders zweckmäßig, daß eine Standardabweichung $\sigma(\Delta T_2^*)$ berechnet wird.

Es ist weiterhin vorteilhaft, daß ein Quotient $\sigma(\Delta T_2^*)/T_2^*$ gebildet und als Maßstab für eine Aktivität erfaßt wird.

- Dabei ist es besonders zweckmäßig, daß eine statistische
5 Abweichung einer Startintensität S_0 ermittelt wird.

Hierbei ist es vorteilhaft, daß eine Standardabweichung $\sigma(S_0)$ berechnet wird.

- 10 Dabei ist es bevorzugt, daß ein Quotient $\sigma(S_0)/S_0$ berechnet wird.

Es ist besonders bevorzugt, das Verfahren so durchzuführen,
daß eine statistische Schwankung von einem Rauschsignal g
15 ermittelt wird.

Dabei ist es besonders vorteilhaft, daß eine
Standardabweichung $\sigma(g)$ von g gebildet wird.

- 20 Ferner wird das Verfahren bevorzugt so durchgeführt, daß die aufgenommenen Daten in einem wenigstens zwei-dimensionalen Feld erfaßt werden, wobei eine Feldachse (DTE) Echozeiten T_E erfaßt und wobei eine andere Feldachse (DTR) Wiederholungen von Anregungen in einem zeitlichen Abstand von T_R wiedergibt.

25

Hierbei ist es besonders zweckmäßig, daß $\sigma(\Delta T_2^*)$ und $\sigma(g)$ durch nachfolgende Schritte bestimmt werden:

- (i) Anpassen von über die andere Feldachse (DTR) gemittelten Signalen an einen exponentiellen Zerfall in Abhängigkeit von der einen Feldachse (DTE) und Bestimmung von S_0 und T_2^* ;
30 (ii) Berechnung von $\sigma(\Delta S_0)$, $\sigma(\Delta T_2^*)$ und $\sigma(g)$ für mehrere

Voxel und verschiedene T_E mit anschließender Mittelung dieser Werte über wenigstens eine zu untersuchende Region (ROI);

(iii) Anpassen von

5

$$\frac{\sigma(\Delta S)}{S_0} = \left\{ \left[\left(\frac{T_E}{T_2^*} \right)^2 \left(\frac{\sigma(\Delta T_2^*)}{T_2^*} \right)^2 + \left(\frac{\sigma(\Delta S_0)}{S_0} \right)^2 - 2 \frac{T_E}{T_2^*} \frac{\langle \Delta S_0 \Delta T_2^* \rangle}{S_0 T_2^*} \right] e^{-2T_E/T_2^*} + \left(\frac{\sigma(g)}{S_0} \right)^2 \right\}^{1/2}$$

und Ermittlung von $\sigma(\Delta S)/S_0$ als Funktion von T_E .

10 Hierbei ist es besonders vorteilhaft, daß bei Anpassen von $\sigma(\Delta S)/S_0$ der Ausdruck $\langle \Delta S_0 \Delta T_2^* \rangle = 0$ gesetzt wird.

Weitere Vorteile, Besonderheiten und zweckmäßige Weiterbildungen der Erfindung ergeben sich aus den
15 Unteransprüchen und der nachfolgenden Darstellung bevorzugter Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand von Beispielsrechnungen, Zeichnungen und einer Tabelle.

Von den Zeichnungen zeigt:

Fig. 1 Multiecho-Sequenz mit mehreren Meßsequenzen, die jeweils einer Spinanregung (*) folgen und mit Erfassung von mehreren Echozeiten T_E ,

25 Fig. 2 eine Prinzipskizze zur Veranschaulichung einer Methode des separaten Verarbeitens von Daten für jede der Echozeiten,

Fig. 3 ein experimentelles Unterschiedssignal einer 30 funktionalen Relaxationszeitänderung in einem

ausgewählten Bildelement in Abhängigkeit von der
Meßzeit nach einer Signalanregung,

Fig. 4 ΔS aus verschiedenen Voxeln gemittelt über einige
5 wenige ROIs als Funktion von T_E für 2
repräsentative Personen,

10 Fig. 5 in einem oberen Teilbild eine Detektion von
Hirnaktivierung in vier Schritten mittels einer
konventionellen Bildgebungsmethode und in einem
unteren Teilbild eine Detektion von Hirnaktivierung
mit Hilfe eines erfindungsgemäßen Verfahrens.

15 Die Tabelle zeigt eine Zusammenfassung von experimentellen
Beispieldaten.

20 In Fig. 1 ist eine Multiecho-Sequenz mit mehreren
Meßsequenzen, die jeweils einer Spulanregung (*) folgen und
mit Erfassung von mehreren Echozeiten T_E dargestellt.

Die Meßsequenzen der Multiecho-Sequenz wurden mit der Turbo-
PEPSI-Methode ermittelt. Jede der Meßsequenzen enthält zwölf
Echosignale mit Echozeiten, die zwischen 12 und 213 ms
liegen. Die Echozeiten wurden jeweils als ein 18,3 ms
25 dauerndes Zeitintervall ΔT_E erfaßt.

30 Die angegebenen Werte für die Echozeiten und die
Zeitintervalle werden jeweils an die Geschwindigkeit der
Datenverarbeitung angepaßt. Insbesondere können bei einer
weiteren Verbesserung der Scannertechnologie die Anzahl der
Echosignale erhöht und die Zeitintervalle ΔT_E verkürzt
werden.

In Fig. 2 ist eine Prinzipskizze dargestellt, die zeigt, wie aus verschiedenen Meßsequenzen jeweils ein Signal zu einer ersten Echozeit beziehungsweise zu einer zweiten oder darauf folgenden Echozeit erfaßt wird.

5

Bei der in Fig. 3 dargestellten Kurve ist ein Meßsignal $\sigma(S)$ in Abhängigkeit von der Echozeit erfaßt. Hierbei ist ein Prinzip mit einer Fitprozedur zur Aufteilung des Meßsignals $\sigma(S)$ in Beiträge, die von T_2^* abhängen und in von T_E unabhängiges Rauschen dargestellt. Das Meßsignal $\sigma(S)$ setzt sich zusammen aus einem Anteil, der von einer Amplitude S_0 abhängt, aus einen Anteil, der von einer Relaxationszeit T_2^* abhängt und aus einem konstanten Rauschsignal g.

10 15 Die Erfindung sieht insbesondere vor, eine Unterscheidung zwischen Aktivierungssignalen und einem Rauschen durch eine Analyse eines zeitlichen Verlaufes der Meßdaten und/oder ihrer statistischen Verteilung zu gewinnen.

20 Eine experimentelle Überprüfung des erfindungsgemäßen Auswerteverfahrens erfolgt beispielsweise anhand von kernspintomographischen Untersuchungen des Gehirns von Versuchspersonen. In unmittelbarer Nähe des Gesichts der Versuchspersonen wurde eine Lichtquelle, insbesondere eine 25 Matrix von Lumineszenzdioden (Light Emitting Diode LED), positioniert und zu Signalblitzen angeregt. Die Anregungsfrequenz liegt bei 8 Hz. Ein Einwirken der Signalblitze erfolgt über ein mit einem Trägersignal eines Scanners synchronisiertes Zeitintervall von mehreren 30 Sekunden, beispielsweise 5 Sekunden, an das sich ein etwa gleichlanges Ruheintervall anschließt. Bei dem Scanner handelt es sich um einen Vision 1,5 Tesla Ganzkörperscanner der Siemens Medical Systems, Erlangen, mit

Magnetfeldgradienten von 25 mT/m. Ein derartiger Scanner ist in der Lage, Gradientenfelder innerhalb von etwa 600 μ s umzuschalten.

- 5 Als spektroskopische Bildgebungsmethode wurde TURBO-PEPSI (Proton-Echo-Planar-Spetroscopic-Imaging) eingesetzt.

Eine Datenanpassung erfolgt gemäß der Exponentialfunktion:

$$S = S_0 e^{-T_E/T_2^*},$$

wobei ein nicht linearer Least-square-Fit eingesetzt wird.

- Nachfolgend wird eine Unterscheidung zwischen Aktivierung und
15 Rauschen mittels Multi-Echo-fMRI dargestellt.

- Die Erkennung von physiologischem Rauschen (zum Beispiel verursacht durch Herzschlag) erfordert ein stationäres Frequenzspektrum, hinreichende zeitliche Auflösung und
20 Vorkenntnisse über die räumlichen und zeitlichen Charakteristika des Rauschens. Erfindungsgemäß wird eine neue Methode zur Differenzierung zwischen BOLD-bezogenen Variationen und anderen Fluktuationen des MR-Signals (etwa verursacht durch thermisches Rauschen) vorgeschlagen, die
25 völlig ohne Vorwissen über ein Stimulations-Paradigma auskommt. Die Methode basiert auf einer Single-Shot-Multiecho-Sequenz, wie der in dem Artikel von Posse, S. et al. PROC. ISMRM 1998, p. 299 dargestellten Turbo-PEPSI-Technik. Auf diese Veröffentlichung wird vollinhaltlich Bezug genommen.
30

Nach einer Signalanregung wird dessen Relaxationsverhalten in

äquidistanten Zeitabständen T_E aufgezeichnet. Dies wird mit einem zeitlichen Abstand von T_R Sekunden mehrfach wiederholt. In einem solchen Experiment bildet das Signal eines jeden Voxels ein 2-dimensionales Feld mit den Echozeiten T_E , in der einen Richtung (DTE) und den Wiederholungen im Abstand T_R in der anderen Richtung (DTR). Die Relaxation sei als monoexponentiell vorausgesetzt, $S = S_0 \exp(-T_E/T_2^*) + g$, mit einem Hardware-abhängigen Rauschen g , das wir in beiden Domänen, DTE und DTR, als weiß ansehen können. Die Werte S_0 und T_2^* sind konstant in DTE, aber variieren in DTR: S_0 etwa durch Hardware-Instabilitäten oder Blutflußeffekte und T_R etwa aufgrund der Probanden-Stimulation. Variierungen in T_2^* zeigen Änderungen im lokalen Blutfluß. Für relativ kleine Änderungen ΔS_0 und ΔT_2^* lassen sich die Signaländerungen wie folgt formulieren:

$$\frac{\Delta S}{S_0} = \left\{ \left[\left(\frac{T_E}{T_2^*} \right)^2 \left(\frac{\sigma(\Delta T_2^*)}{T_2^*} \right)^2 + \left(\frac{\sigma(\Delta S_0)}{S_0} \right)^2 - 2 \frac{T_E}{T_2^*} \frac{\langle \Delta S_0 \Delta T_2^* \rangle}{S_0 T_2^*} \right] e^{-2T_E/T_2^*} + \left(\frac{\sigma(g)}{S_0} \right)^2 \right\}^{1/2}, \quad [1]$$

wo $\langle A \rangle$ und $\sigma(A)$ dem Mittelwert und der Standardabweichung einer Größe A in DTR entsprechen. Eine weitere Analyse hängt von der aktuellen Größe der verwendeten Terme in [1] ab. Es ist zweckmäßig, daß für die experimentellen Bedingungen ΔS_0 sowohl in den Ruhe- als auch in den Aktivierungsphasen vernachlässigbar ist (ausgenommen im sagittalen Sinus). Die Größen $\sigma(\Delta T_2^*)$ und $\sigma(g)$ werden wie folgt bestimmt: (i) Anpassen des über die DTR gemittelten Signals an den monoexponentiellen Zerfall in Abhängigkeit von DTE zur Bestimmung von S_0 und T_2^* ; (ii) Berechnung von $\sigma(\Delta T_2^*)$ und $\sigma(g)$ für jedes Voxel und jedes T_E und Mittelung dieser Werte

über die interessierende Region (ROI); (iii) Anpassen von [1] mit $\Delta S_0 = 0$ an diese Werte als Funktion von T_E . Dies ist möglich, weil sich lokale Gehirnaktivierung in einem Anstieg von T_2^* zeigt, der eine charakteristische T_E -Abhängigkeit,

5 proportional zu $T_E e^{-T_E/T_2^*}$ aufweist, wogegen der Beitrag des weißen Rauschens nicht von T_E abhängt (s. Abbildungen). Die T_E -Abhängigkeit des Signals außerhalb des Gehirns wird durch eine Konstante genähert. Als Validierung dieser Methode wird der Beitrag weißen Rauschens mit dem Rauschen außerhalb des Gehirns verglichen, unter Beachtung, daß $\sigma(g)$ außerhalb des Gehirns reduziert ist. Für eine Gauß-Verteilung beträgt dieser Reduktionsfaktor 0.6028.

Visuelle Stimulationsexperimente an 4 gesunden Personen
15 wurden durchgeführt auf einem Siemens Vision-1,5-Tesla-
Scanner. Mit einer Mehrschicht-Turbo-PEPSI-Sequenz wurden 12
EPI-Bilder (Matrixgröße: 64 x 32 Pixel, Pixelgröße: 3 x 6
mm²) eines einzelnen FID, 90° Flipwinkel zu Echozeiten von 12
bis 228 ms akquiriert. Eine konventionelle
20 Korrelationsanalyse mittels des Softwarepakets Stimulate
wurde durchgeführt unter Verwendung eines Boxcar-
Referenzvektors.

Fig. 4 zeigt ΔS aus verschiedenen Voxeln gemittelt über
25 einige wenige ROIs als Funktion von T_E für 2 repräsentative
Personen. Die Variabilitäten aller Werte über ROIs waren
klein (10-20%). Die ROIs lagen im visuellen Kortex (vc), im
Motor-Kortex (mc), in der weißen Substanz (wm) und außerhalb
des Gehirns unter Umgehung von als Geisterbildern (out)
30 bezeichneten Bereichen außerhalb des Gehirns. Die
Filterergebnisse von [1] sind in der Tabelle zusammengefaßt,
wo den abgekürzten ROI-Bezeichnungen die Anzahl der Voxel

eingeklammert folgt, ist der mittlere Korrelationskoeffizient über eine ROI, $\sigma(g)$ der ROI außerhalb des Gehirns normalisiert auf das mittlere S0 der inneren ROIs und die Fehlerintervallwerten sind definiert als eine

5 Standardabweichung.

Tabelle 1

ROI	ξ	$\sigma(\Delta T_2^*)/T_2$ (%)	$\sigma(g)/S_0$ (%)
vc(20)	0.62 ± 0.21	4.3 ± 0.1	0.75 ± 0.05
mc(20)	-0.11 ± 0.14	0.26 ± 0.16	0.79 ± 0.05
wm(21)	-0.009 ± 0.19	-0.001 ± 51	0.93 ± 0.07
out(21)	-0.19 ± 0.11	not fitted	0.66 ± 0.01
vc(28)	0.67 ± 0.12	3.6 ± 0.1	0.42 ± 0.07
mc(32)	-0.22 ± 0.14	0.6 ± 0.8	0.72 ± 0.06
wm(32)	-0.29 ± 0.06	0.4 ± 1.2	0.64 ± 0.06
out(38)	-0.12 ± 0.25	not fitted	0.45 ± 0.01

- 10 Bei allen Personen war der Wert von $\sigma(\Delta T_2^*)/T_2$ in den aktivierten Voxeln signifikant erhöht, wogegen es in den nicht-aktivierten Voxeln zu keiner signifikanten Abweichung von 0 kam. Daher ist dieser Wert deterministisch mit einer vernachlässigbaren stochastischen Komponente.

- Folglich kann $\sigma(\Delta T_2^*)/T_2$ ebenso gut als Indikator für regionale Gehirnaktivität benutzt werden wie Korrelationskoeffizienten einer konventionellen Korrelationsanalyse. Im Gegensatz zu letzterer, zeigt $\sigma(\Delta T_2^*)/T_2$ aber für jeden beliebigen Stimulationsverlauf Gehirnaktivität an, so daß eine Kenntnis eines Paradigmas nicht erforderlich ist. Die geringe Variabilität dieses Wertes über die ROIs läßt vermuten, daß die Ergebnisse für individuelle Voxel ähnlich zu den hier präsentierten sind.
- 25 Dies erlaubt die Erstellung von $\sigma(\Delta T_2^*)/T_2$ -Maps. Das Niveau

des T_E -unabhängigen weißen Rauschens liegt sehr niedrig, was vermuten läßt, daß es von der Hardware herrührt. Das S_0 -Rauschen ist so klein, daß eine genauere Untersuchung des S_0 -Rauschens wegen vorhandenem weißen Rauschen schwierig ist.

5

Die Erfindung sieht eine Methode zur Unterscheidung zwischen einer Aktivierung, insbesondere einer Hirnaktivierung, und Rauschen vor, wobei keine Korrelationsanalyse erforderlich ist. Selbstverständlich kann die Erfindung auch in

10 Kombination mit einer Korrelationsanalyse, wie beispielsweise einer Berechnung von Korrelationskoeffizienten, Z-Scores, oder einer Anwendung des t-Tests, eingesetzt werden, um auf diese Weise aufgefundene Ergebnisse zu überprüfen. Eine Korrelationsanalyse mit zwei verschiedenen Messungen, von 15 denen eine mit Stimulation und die andere ohne Stimulation erfolgt, ist jedoch nicht erforderlich. Eine Einbeziehung einer Korrelationsanalyse, bei der Korrelationskoeffizienten zwischen dem Zeitverlauf der Stimulation („Referenzvektor“) und Signaländerungen in Pixeln des Bildes ermittelt werden, 20 kann jedoch zu Vergleichszwecken herangezogen werden.

Hierbei aufgefundene hohe Werte des Korrelationskoeffizienten können als Aktivitätsindikator betrachtet und beispielsweise bei einer graphischen Wiedergabe der Meßdaten in 25 Schichtbildern oder Volumenbildern als zusätzliche Information wiedergegeben werden.

Die Erfindung eignet sich insbesondere für Einsätze in Gebieten, in denen komplizierte Aktivierungen erfolgen. 30 Deshalb ist das erfindungsgemäße Verfahren und der erfindungsgemäße Computer insbesondere zur Analyse von höheren kognitiven Gehirnfunktionen wie Emotionen, Gedächtnis und Imagination geeignet.

Die Erfindung ist mit einer Vielzahl von Vorteilen verbunden. Hierzu gehört eine Optimierung der Meßempfindlichkeit für eine quantitative Messung der Relaxationszeit und der qualitativen Relaxationszeitänderung. Hierdurch ist es möglich, eine Bildgebung mit höchstmöglicher Bandbreite (kürzester Kodierungszeit) für geringstmögliche räumliche Verzerrung zu verwenden und durch eine Messung einer optimalen Zahl von Kodierungen nach Signalanregung eine maximale Meßempfindlichkeit zu erzielen.

Das Auswerteverfahren kann in Echtzeitmessungen eingesetzt werden, um die Relaxationsänderungen unmittelbar zu analysieren.

Die erfindungsgemäßen Auswertungsverfahren sind ferner besonders vielseitig. Es hat sich als zweckmäßig herausgestellt, eine Summation oder, was noch vorteilhafter ist, eine gewichtete Summation einzusetzen, was gegenüber einer Kurvenanpassung mit einer größeren Geschwindigkeit und ohne Verlust an Meßempfindlichkeit erfolgen kann. Eine Summation, beziehungsweise eine gewichtete Summation, hat den Vorteil, daß sie ein besonders robustes Auswerteverfahren darstellt.

Bei allen Versuchspersonen zeigte sich eine starke Aktivierung im primären visuellen Kortex (V_1) und in benachbarten Bereichen. Die beobachteten Änderungen im mit TURBO-PEPSI gemessenen funktionalen Signal betragen bis zu 10 %, abhängig von der Relaxationszeit T_2^* , der Lage und von der jeweiligen Versuchsperson.

Die Anregung hat ein Maximum in der Nähe von $TE = T_2^*$. Bei

einem Vergleich von EPI und TURBO-PEPSI-Bildern mit TE = 72,5 ms wurden sehr ähnliche Aktivierungsbilder ermittelt.

Der Empfindlichkeitsgewinn ist insbesondere für

5 Echtzeitmessungen vorteilhaft, weil auch bei wenigen Meßwerten eine Änderung der Relaxation wirksam ermittelt werden kann. Zusammenfassend kann gesagt werden, daß durch Multiecho-Erfassung des Unterschiedssignals eine optimale Empfindlichkeit bei verschiedenen Magnetfeldstärken erzielt wird.

10

Außerdem ist die Erfindung sowohl bei Echo-Planar-Bildgebung (Echo-Planar-Imaging EPI), bei phasenkodierten Bildgebungsmethoden als auch bei spektroskopischen

15 Bildgebungsmethoden einsetzbar.

Die dargestellten Beispiele erläutern den Computer sowie das Auswerteverfahren anhand von NMR-Messungen am menschlichen Gehirn. Selbstverständlich können sowohl der Computer als 20 auch der Kernresonanztomograph ebenso wie das Auswerteverfahren auch zur Untersuchung von anderen Proben lebenden oder nicht lebenden Materials eingesetzt werden.

Patentansprüche

1. Computer zur Auswertung von Daten aus kernmagnetischer Resonanz, wobei die Daten wenigstens ein Relaxationssignal einer Probe enthalten, dadurch gekennzeichnet, daß der Computer mit wenigstens einem Auswertemittel arbeitet, das die Daten in wenigstens zwei Anteile mit einer voneinander verschiedenen Abhängigkeit von einer Echozeit T_E separiert.
2. Computer nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Auswertemittel die Daten in wenigstens einen Anteil separiert, der von einer Echozeit T_E abhängt und in wenigstens einen anderen Bestandteil, der nicht von der Echozeit T_E abhängt und wobei das Auswertemittel die Signale, die von der Echozeit T_E abhängen, als Aktivierungssignale erfaßt.
3. Kernresonanztomograph, dadurch gekennzeichnet, daß er wenigstens einen Computer nach einem der Ansprüche 1 oder 2 enthält.
4. Verfahren zur Auswertung von Daten aus der kernmagnetischen Resonanz, wobei wenigstens ein Relaxationssignal einer Probe ermittelt wird, dadurch gekennzeichnet, daß die Daten in wenigstens zwei Anteile mit einer voneinander verschiedenen Abhängigkeit von einer Echozeit T_E separiert werden.

5. Verfahren nach Anspruch 4, d a d u r c h
g e k e n n z e i c h n e t, daß
Intensitätswerte der gemessenen Daten erfaßt und in
wenigstens zwei voneinander verschiedene Abhängigkeiten
von der Echozeit T_E separiert werden.

10 6. Verfahren nach Anspruch 5, d a d u r c h
g e k e n n z e i c h n e t, daß ein Ausmaß
einer statistischen Variation der Intensitäten erfaßt
wird.

15 7. Verfahren nach Anspruch 6, d a d u r c h
g e k e n n z e i c h n e t, daß eine
Standardabweichung der Intensitäten ermittelt wird.

20 8. Verfahren nach einem der Ansprüche 4 bis 7, d a -
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t,
daß das Relaxationssignal in wenigstens einen Anteil,
der von der Echozeit T_E abhängt und in wenigstens einen
Anteil, der nicht von der Echozeit T_E abhängt,
aufgeteilt wird.

25 9. Verfahren nach einem der Ansprüche 4 bis 8, d a -
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t,
daß wenigstens ein Signal ermittelt wird, das
proportional zu $T_E \exp(-T_E/T_2^*)$, ist.

30 10. Verfahren nach Anspruch 9, d a d u r c h
g e k e n n z e i c h n e t, daß T_2^* mittels der
Formel $S = S_0 \exp(-T_E/T_2^*) + g$ ermittelt wird.

11. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 4 bis
10, d a d u r c h g e k e n n -

z e i c h n e t, daß statistische Schwankungen von ΔT_2^* ermittelt werden.

12. Verfahren nach Anspruch 11, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß eine Standardabweichung $\sigma(\Delta T_2^*)$ ermittelt wird.
13. Verfahren nach Anspruch 12, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß ein Quotient $\sigma(\Delta T_2^*)/T_2^*$ gebildet und als Maßstab für eine Aktivität erfaßt wird.
14. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 4 bis 13, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß eine statistische Abweichung einer Startintensität S_0 ermittelt wird.
15. Verfahren nach Anspruch 14, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß eine Standardabweichung $\sigma(\Delta S_0)$ ermittelt wird.
16. Verfahren nach Anspruch 15, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß ein Quotient $\sigma(\Delta S_0)/S_0$ ermittelt wird.
17. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 4 bis 16, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß eine statistische Schwankung von einem Rauschsignal g ermittelt wird.
18. Verfahren nach Anspruch 17, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß eine

Standardabweichung $\sigma(g)$ von g gebildet wird.

19. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 4 bis 18, d a d u r c h g e k e n n -

z e i c h n e t, daß die aufgenommenen Daten in einem wenigstens zweidimensionalen Feld erfaßt werden, wobei eine Feldachse (DTE) Echozeiten T_E erfaßt und wobei eine andere Feldachse (DTR) Wiederholungen von Anregungen in einem zeitlichen Abstand von T_R wiedergibt.

10

20. Verfahren nach Anspruch 19, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß $\sigma(\Delta T_2^*)$ und $\sigma(g)$ durch nachfolgende Schritte bestimmt werden:

- (i) Anpassen von über DTR gemittelten Signalen an einen exponentiellen Zerfall in Abhängigkeit von DTE und Bestimmung von S_0 und T_2^* ;
- (ii) Berechnung von $\sigma(\Delta T_2^*)$ und $\sigma(g)$ für mehrere Voxel und verschiedene T_E mit anschließender Mittelung dieser Werte über wenigstens eine zu untersuchende Region (ROI);
- (iii) Anpassen von

$$\frac{\sigma(\Delta S)}{S_0} = \left[\left(\frac{T_E}{T_2^*} \right)^2 \left(\frac{\sigma(\Delta T_2^*)}{T_2^*} \right)^2 + \left(\frac{\sigma(\Delta S_0)}{S_0} \right)^2 - 2 \frac{T_E}{T_2^*} \frac{\langle \Delta S_0 \Delta T_2^* \rangle}{S_0 T_2^*} \right] e^{-2T_E/T_2^*} + \left(\frac{\sigma(g)}{S_0} \right)^2$$

25

und Ermittlung von $\sigma(\Delta S/S_0)$ als Funktion von T_E .

21. Verfahren nach Anspruch 20, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß bei Anpassen von $\sigma(\Delta S)/S_0$ der Ausdruck $\langle \Delta S_0 \Delta T_2^* \rangle = 0$ gesetzt wird.

30

Zusammenfassung

Die Erfindung betrifft einen Computer zur Auswertung von Daten aus der kernmagnetischen Resonanztomographie, wobei die Daten wenigstens ein Relaxationssignal einer Probe enthalten.

Erfindungsgemäß wird der Computer so gestaltet, daß der Computer mit wenigstens einem Auswertemittel arbeitet, das die Daten in wenigstens zwei Anteile mit einer voneinander verschiedenen Abhängigkeit von einer Echozeit T_E separiert.

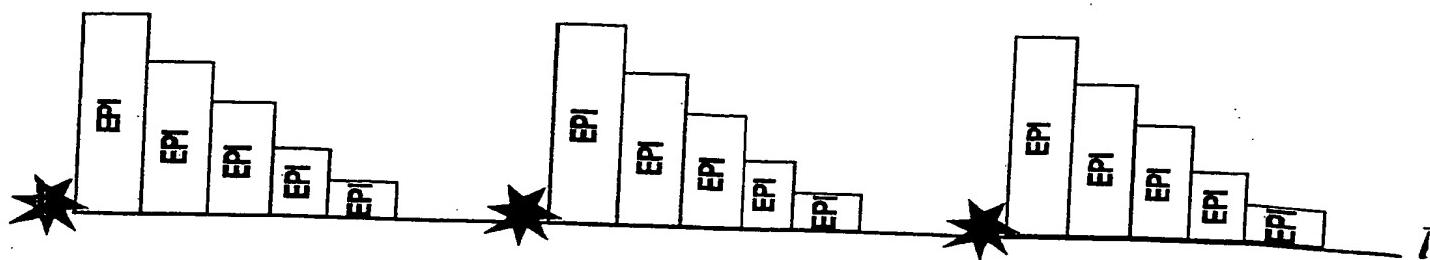


Fig.1

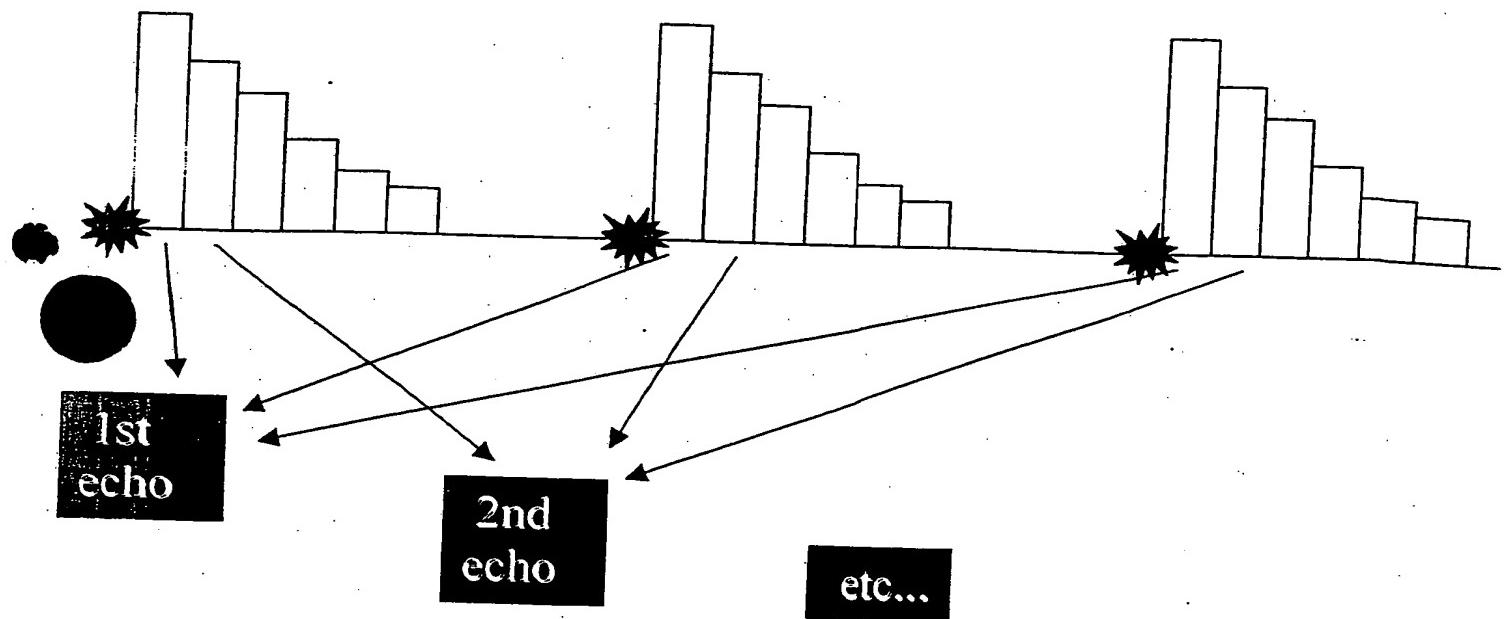


Fig. 2

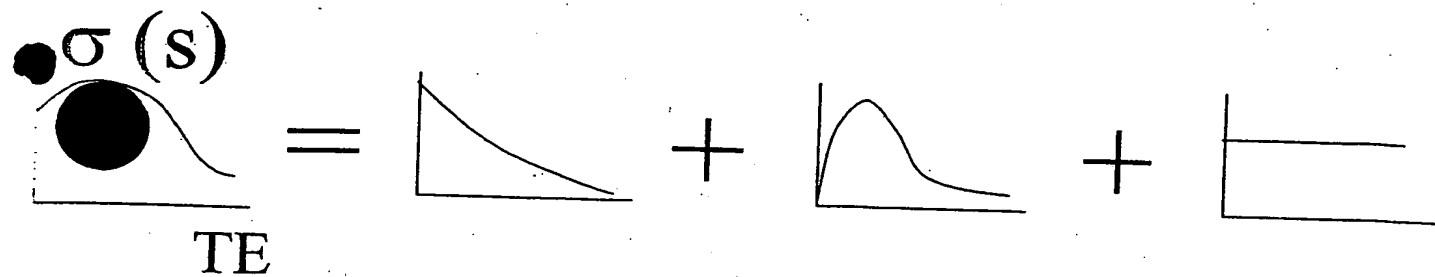


Fig.3

THIS PAGE BLANK (USPTO)